

## 편마비 뇌성마비 환자의 앉은 자세에서 일어서는 동작(Sit-to-Stand)의 동작 분석

연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 재활의학 연구소

박은숙 · 박창일 · 김덕용 · 이홍재 · 김종연 · 조윤수

= Abstract =

### An Motion Analysis of Sit-to-Stand Transfer in Young Children with Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy

Eun Sook Park, M.D., Chang Il Park, M.D., Deog Young Kim, M.D.  
Hong Jae Lee, M.D., Jong Youn Kim, M.D. and Yun Soo Cho, M.D.

Departments of Rehabilitation Medicine and Research Institute of Rehabilitation,  
Yonsei University College of Medicine

**Objective:** Rising from a sitting position is very common, yet essential activity in daily life. The activity to perform the sit-to-stand (STS) transfer is a prerequisite for upright mobility. The children with spastic hemiplegic cerebral palsy have postural asymmetry and unequal development of movement patterns of the two sides, which may influence on STS pattern in these children. This study is aimed to evaluate STS pattern in cerebral palsied children with spastic hemiplegia, in comparison with the normal children.

**Method:** Twelve young children with spastic hemiplegic cerebral palsy and 21 normal developed children were recruited as subjects. A motion analysis system using a Motion analyzer (Vicon 370 M.A. with 6 infrared cameras) was used to examine the STS task. The changes in joint angle, moment, and power of each joints in lower limbs, total duration of STS transfer and each transitional points were assessed.

**Results:** Total duration of STS and the first phase duration of forward trunk lean (from T<sub>0</sub> to T<sub>1</sub>) was significantly prolonged in hemiplegic children (2.09 sec; 0.70 sec) in comparison with those of normal control children (1.13 sec; 0.32 sec). Maximal hip extension power and maximal knee extension moment and power were significantly decreased in plegic side (0.53 W/kg; 0.14 Nm/kg; 0.18 W/kg) than in sound side (0.79 W/kg; 0.33 Nm/kg; 0.48 W/kg) of hemiplegic children and normal control children (1.28 W/kg; 0.39 Nm/kg; 0.58 W/kg). Maximal ankle dorsiflexion was significantly increased in the sound side (27.8°) of hemiplegic children than in plegic side (22.5°) and normal control children (21.9°).

**Conclusion:** Characteristics through the kinematic and kinetic analysis of STS transfer was identified in spastic hemiplegic cerebral palsied children. Slowness of speed, decreased power generation of knee and hip of plegic side and asymmetric movement of joint angles in these patients were major characteristics which were distinct from normal control children. Slowness of speed of STS was thought to be mainly from prolongation of first phase.

---

**Key Words:** Sit-to-Stand transfer, Joint angle, Moment, Power, Hemiplegic, Cerebral palsy

## 서 론

앉은 자세에서 일어서는 동작은 매우 일상적이고 평범한 것이지만, 일상생활에 가장 기초가 되는 동작이다. 이러한 능력은 걷는 것과 같은 또 다른 생명유지 활동을 가능케 한다. 일어설 수 없는 환자는 일상생활에 장애가 심각할 뿐만 아니라 간호하는 타인에게 커다란 짐이 된다.<sup>9,14,15)</sup> 특히 앉은 자세에서 일어서는 동작은 소아에서는 정립 동작 확립을 위한 기본적인 동작이며, 독립 보행의 전 단계로써 매우 중요한 가치를 지닌다. 뇌성마비와 외상성 두부 손상 등의 중추신경계 손상뿐만 아니라 근육 및 신경의 이상이 있는 경우, 이러한 앉아서 일어서기 동작의 이상 양상을 흔히 볼 수 있다. 특히, 경직성 편마비형 뇌성마비 환아는 양측 하지의 불균형으로 인해 비정상적인 일어서기와 걷기 양상을 보여주고 있다. 그런데 이들을 대상으로 한 동작 분석은 주로 보행에 관한 연구들이 대부분이었고, 앉아서 일어서기에 대한 동작 분석은 최근에 들어서 연구되기 시작하였다.<sup>7,9,14,17)</sup> 이에 본 연구는 경직성 편마비 환아들을 대상으로 앉은 자세에서 일어서는 동작을 분석하고, 지난 연구에서 얻은 정상 아동의 동작 분석 결과를 이용하여, 편마비 환아의 기립 동작의 특성을 파악해 보고자 하였다.

## 연구대상 및 방법

1998년 3월부터 1999년 2월까지 연세대학교 의과대학 재활의학과에 입원하였던 경직성 편마비형 뇌성마비 환아 중 외부의 도움 없이 스스로 앉아서 일어날 수 있으면서, 나이가 만 2세에서 6세 사이이고, 검사자와의 의사 소통상의 제한이 없는 12명의 편마비 환아들을 대상으로 하였다. 이들 모두는 양하지 및 상지의 관절 구축이 없었으며, 시각 및 청각의 장애가 없었다. 동작 분석은 14개의 수동 표식자를 양하지와 몸통에 부착하였다. 부착부위는 두 번째와 세 번째 중족골사이, 외측 복사골, 비골외측면 중간지점, 슬관절측(외측 상과의 직하방), 대퇴골외측면 중간지점, 전상방 장골극, 제1천추골, 제1흉추골이었다. 동작 분석기는 6대의 적외선 카메라와 2개의 힘판을 갖춘 Vicon 370 M.A. (Oxford Metrics Limited,

United Kingdom)를 이용하였다. 대상아는 보조기를 착용하지 않은 상태에서, 팔걸이가 없는 의자에 앉아 족관절, 슬관절, 고관절이 모두 직각이 되도록 의자의 높이를 조절하였다. 양발은 어깨 넓이로 벌린 상태로 바닥을 짚게 하였으며, 몸통은 곧게 세워 시선이 전방을 바라본 상태에서 자연스럽게 편안한 속도로 일어서게 하였다. 일어서는 동작이 진행되는 동안 동작 분석기가 양 하지와 몸통의 각 관절에서 일어나는 각도 변화 및 모멘트와 힘 등의 및 운동형상 및 운동 역학적 변수를 1/60초 간격으로 분석하였다. 또한 동작 시작시부터 동작완료 지점까지의 소요시간도 측정하였다. 이러한 동작을 1개와 2개의 힘판 위에서 수 차례 시행하였다. 1개의 힘판 위에서 실시한 것은 지면 반향력(ground reaction force)의 변화를 분석하여 기립 동작이 안정되는 시점을 파악하기 위함이었으며, 2개의 힘판 위에서 실시한 이유는 양측 하지간의 운동 역학적 및 운동형상학적 변수의 차이를 비교하기 위함이었다. 이 전(박은숙, 1999)의 연구에서 보고한 바와 같은 방법으로 앉아서 일어서는 동작의 6개의 변환점을 구하였다. 21명의 정상아들의 좌우측의 총 42 하지에서의 운동형상학적 변수들의 평균값을 정상아들의 값으로 하였다.

### 1) 통계 처리

환아의 건측과 환측의 운동 형상학적 변수와 운동 역학적 변수의 비교에서는 paired *t*-test를 이용하였고, 환아의 건측 또는 환측과 정상의 일측과 비교시에는 independent *t*-test를 이용하였으며, *p*-value < 0.05를 의미있는 것으로 간주하였다.

## 결 과

### 1) 대상아의 특성

편마비 환아 중 우측 편마비는 7명이었으며, 좌측 편마비는 5명이었다. 정상아는 21명으로 연령, 체중 및 신장의 평균은 두 군간에 의미있는 차이가 없었다(Table 1).

### 2) 의자에서 일어서는 동작에 소요된 시간 및 각 변환점

의자에서 일어서는 동작의 시작시부터 기립동작이 안정되는 시작까지의 소요되는 시간은 환아군이 정

**Table 1.** General Characteristics of Subjects

	Hemiplegia	Normal
Number of subject	12	21
Male : Female	5 : 7	8 : 13
Age (months)	50.9±21.1	47.7±7.9
Height (cm)	97.7±11.4	103±5.9
Weight (kg)	16.4±3.5	17.1±2.5

Values in age, height and weight are mean and standard deviation.

상아에 비하여 매우 느려져 있었다. 앉아서 일어서는 동작의 6개의 변환점에 이르는 시간을 % 시간 및 절대시간으로 구하였으며 이들의 결과는 Table 2에 기록하였다. 편마비 환자에서 일어나는 동작 수행에 걸리는 시간이 정상아에 비하여 길어져 있었으므로 각 환자에서 일어서는 동작시작점부터 동작 종결점까지의 걸린 총 시간을 기준으로 하여 각 변환점에 도달하기까지의 상대적인 시간을 기준으로 하여 각 변환점까지 걸린 상대적인 시간 및 단계별 소요된 상대적 시간을 비교 분석하여 보았다(Table 3).

**Table 2.** Six Transition Points of Sit-to-Stand Transfer

	Normal		Plegic		Sound	
	% time (%)	Real time (sec)	% time (%)	Real time (sec)	% time (%)	Real time (sec)
T0 <sup>1)</sup>	0	0	0	0	0	0
T1 <sup>2)</sup>	28.34±7.39*	0.32±0.11* <sup>†</sup>	32.22±8.09	0.62±0.18	34.89±7.01	0.70±0.30
T2 <sup>3)</sup>	32.73±6.60*	0.37±0.10* <sup>†</sup>	40.67±11.96	0.85±0.34	43.11±9.70	0.85±0.32
T3 <sup>4)</sup>	41.94±11.04	0.48±0.18* <sup>†</sup>	45.11±21.98	1.02±1.07	45.11±11.62	0.90±0.38
T4 <sup>5)</sup>	75.94±5.22*	0.86±0.19* <sup>†</sup>	82.89±9.75	1.71±0.72	87.33±9.49	1.79±0.72
T5 <sup>6)</sup>	100	1.13±0.21* <sup>†</sup>	100	2.09±0.98	100	2.09±0.98

Values are mean and standard deviation.

1. T0: initial point of trunk flexion, 2. T1: point of maximal hip flexion, 3. T2: point of abrupt transitory knee extension, 4. T3: point of maximal ankle dorsiflexion, 5. T4: point of just-standing, 6. T5: end point of STS (stable standing)

\*p<0.05 in one-side limbs of normal children to plegic side of hemiplegic children, <sup>†</sup> p<0.05 in one-side limbs of normal children to sound side of hemiplegic children

**Table 3.** Five Phases of Sit-to-Stand Transfer

	Normal		Plegic		Sound	
	% time (%)	Real time (sec)	% time (%)	Real time (sec)	% time (%)	Real time (sec)
Phase I <sup>1)</sup>	28.34±7.39*	0.32±0.11 <sup>†</sup>	32.22±8.13	0.62±0.18	34.92±7.03	0.70±0.30
Phase II <sup>2)</sup>	4.31±6.54	0.05±0.07 <sup>†</sup>	8.44±7.91	0.18±0.22	8.23±5.42	0.15±0.09
Phase III <sup>3)</sup>	9.23±10.92	0.11±0.14	4.42±18.94	0.22±0.76	2.01±8.43	0.05±0.16
Phase IV <sup>4)</sup>	34.02±12.22	0.38±0.15 <sup>†</sup>	37.82±25.51	0.69±0.63	42.23±13.61	0.89±0.46
Phase V <sup>5)</sup>	24.17±5.23* <sup>†</sup>	0.27±0.06	17.15±9.83	0.37±0.33	12.72±9.54	0.30±0.33

Values are mean and standard deviation.

1. Phase I: trunk flexion to maximal hip flexion, 2. Phase II: maximal hip flexion to transitory knee extension point, 3. Phase III: transitory knee extension point to maximal ankle dorsiflexion, 4. Phase IV: maximal ankle dorsiflexion to just stand-up point (nearly full extension of knee and hip), 5. Phase V: just stand-up point to stable standing

\*p<0.05 in one-side limbs of normal children to plegic side of hemiplegic children, <sup>†</sup> p<0.05 in one-side limbs of normal children to sound side of hemiplegic children

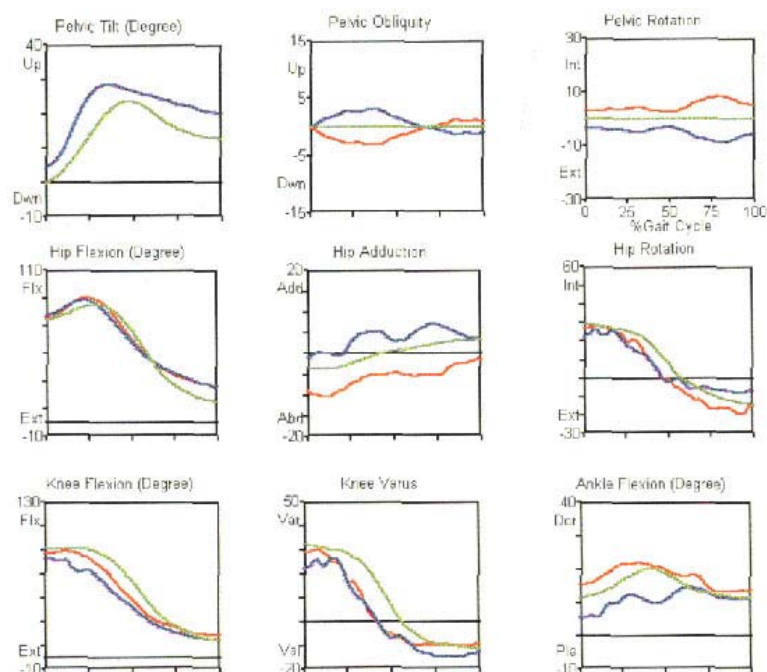


Fig. 1. Kinematic data of lower extremities (Normal: 녹색 선, Plegic limbs: 파랑색 선, Sound: 빨강색 선).

Table 4. Pelvic Angular Movement

Pelvis	Tilting			Obliquity			Rotation		
	Normal	Plegic	Sound	Normal	Plegic	Sound	Normal	Plegic	Sound
Initial angle (°)	-4.4±6.5	-2.9±12.3	-2.9±12.3	-0.4±1.7	-0.3±3.5	0.3±3.5	0.7±6.0	-0.7±7.0	0.7±7.0
Maximal angle (°)	24.1±5.7	30.6±8.6	30.6±8.6						
Final angle (°)	12.9±4.9	17.3±8.7	17.3±8.7	0.1±2.2	-0.3±3.9	0.3±3.9	1.7±5.0	2.7±10.7	-2.7±10.7

Values are mean and standard deviation.

편마비 환아의 환측 및 건측 최대 고관절 굴곡이 일어나는 제1변환점까지 소요된 시간은 정상아동에 비하여 유의하게 느려져 있었다. 그래서 그 다음 변환점까지의 소요 시간도 편마비 환아가 정상아동에 비하여 느려져 있었다. 전체 동작 수행시간을 기준으로 한 각 변환점까지의 백분율로 환산한 각 단계별 백분율 시간은 제1변환점 및 제2변환점, 제4변환점이 편마비 환아의 건측이 정상아에서 보다 유의하게

늦었으나, 건측과 환측의 유의한 차이는 관찰되지 않았다. 각 단계별 소요시간(Phase)은 편마비 환아에서 제1단계, 2단계 및 제4단계에 소요된 시간이 정상아들보다 상대적으로 느려져 있었던 반면에 전체 동작을 기준으로 한 각 단계별 소요시간의 백분율은 1단계에서는 편마비 환아의 건측이 정상아 보다 더 느려져 있었던 반면에 제5단계는 편마비의 환측, 건측 모두 정상인에서 더 느려져 있었다.

Table 5. Hip Angular Movement

Pelvis	Tilting			Obliquity			Rotation		
	Normal	Plegic	Sound	Normal	Plegic	Sound	Normal	Plegic	Sound
Initial angle (°)	73.9±6.9	72.2±11.6	69.7±13.5	-1.9±7.8	-5.1±9.0	-7.1±6.2 <sup>†</sup>	29.9±10.3	22.5±10.7	26.1±10.3
Maximal angle (°)	87.5±6.2	89.3±8.8	89.7±10.6						
Final angle (°)	15.0±9.0*	24.4±15.4	22.4±14.4	3.0±2.9	3.0±5.6	1.1±6.3	-14.0±19.9	-10.6±12.1	-15.3±10.1

Values are mean and standard deviation.

\*p<0.05 in one-side limbs of normal children to plegic side of hemiplegic children, <sup>†</sup> p<0.05 in one-side limbs of normal children to sound side of hemiplegic children

Table 6. Knee Angular Movement

Hip	Flexion			Varus		
	Normal	Plegic	Sound	Normal	Plegic	Sound
Initial angle (°)	91.2±8.0*	83.2±9.2	87.0±10.5	31.5±10.5	24.3±13.4	30.9±11.6
Transition point (°)	89.2±7.6*	78.3±8.8	80.1±8.5 <sup>†</sup>	28.8±8.5*	16.7±17.7	23.3±11.9
Final angle (°)	11.0±8.1	17.7±15.1	16.7±13.1	-11.1±5.9	-12.0±6.3	10.2±3.7

Values are mean and standard deviation.

\*p<0.05 in one-side limbs of normal children to plegic side of hemiplegic children, <sup>†</sup> p<0.05 in one-side limbs of normal children to sound side of hemiplegic children

### 3) 하지 각 관절의 각도 변화 양상의 비교

정상아와 편마비 환아에서 의자에서 일어서는 동작시에 보여지는 각 관절의 움직임의 양상은 Fig. 1에 표시하였다. 편마비 환아에서의 골반기울기(pelvic tilting), 좌우 경사도(pelvic obliquity), 골반 회전(pelvic rotation)은 정상아와 비교시에 유의한 차이는 보이지 않았다(Table 4). 편마비 환아에서의 고관절 초기 굴곡각, 최대 굴곡각 및 최대 고관절 굴곡각에 이르는 시각은 건측 및 환측의 비교시 및 정상아동과 비교시에 모두 의미 있는 차이는 보이지 않았으나, 종료시 고관절 굴곡각은 편마비 환아의 환측이 24.4°로 정상아동의 15.0°에 비해 의미 있게 고관절이 굴곡된 경향을 보였다(Table 5).

슬관절의 초기 굴곡각 및 내전각, 굴곡 및 내전의 변환점 각도(급격히 신전/외전이 시작되는 점의 각

Table 7. Ankle Angular Movement

Ankle	Dorsiflexion		
	Normal	Plegic	Sound
Initial angle (°)	11.8±5.3	6.6±12.1	12.4±6.8
Maximal angle (°)	21.9±5.4	22.5±6.7*	27.8±5.4 <sup>†</sup>
Final angle (°)	9.3±6.4	12.0±7.4	13.0±6.5

Values are mean and standard deviation.

\*p<0.05 in plegic side to sound side of hemiplegic children, <sup>†</sup> p<0.05 in one-side limbs of normal children to sound side of hemiplegic children

도), 종료시 굴곡각 및 내전각, 굴곡 및 내전의 변환점에 이르는 시각은 편마비 환아의 건측/환측간의 비교시 및 정상아동과 비교시 의미있는 차이는 보이

Table 8. Maximal Moment and Power of Hip and Knee Extension and Ankle Plantarflexion

Pelvis	Tilting			Obliquity			Rotation		
	Normal	Plegic	Sound	Normal	Plegic	Sound	Normal	Plegic	Sound
MM <sup>1)</sup>									
(Nm/kg)	0.68±0.34	0.53±0.29	0.59±0.34	0.39±0.26 <sup>†</sup>	0.14±0.13*	0.33±0.18	0.22±0.32	0.29±0.09	0.30±0.14
MP <sup>2)</sup>									
(W/kg)	1.28±0.82 <sup>†</sup>	0.50±0.38*	0.79±0.37	0.58±0.47 <sup>†</sup>	0.18±0.21*	0.48±0.23	0.15±0.11	0.16±0.14	0.18±0.21

Values are mean and standard deviation.

1. MM: Maximal momentum, 2. MP: Maximal power

\*p<0.05 in plegic side to sound side of hemiplegic children, <sup>†</sup> p<0.05 in one-side limbs of normal children to plegic side of hemiplegic children

지 않았다(Table 6). 족관절의 초기 배측 굴곡각, 종료시 굴곡각 그리고 최대 굴곡각에 이르는 시각은 양측간의 의미있는 차이가 없었으나, 최대 족관절 배측 굴곡각은 건측(27.8°)이 환측(22.5°) 및 정상아동(21.9°)에 비하여 의미있게 증가된 소견을 보였다(Table 7).

#### 4) 하지 각 관절의 최대 모멘트(moment)와 일률(power)

고관절 최대 신전 일률은 편마비 환자의 환측(0.50 W/kg)이 건측(0.79 W/kg) 및 정상아동(1.28 W/kg)에서 보다 유의하게 감소되어 있었다. 슬관절의 최대 신전 모멘트와 최대 신전 일률도 환측(0.14 Nm/kg; 0.18 W/kg)이 건측(0.33 Nm/kg; 0.48 W/kg) 및 정상아동(0.39 Nm/kg; 0.58 W/kg)에 비하여 의미있게 감소되어 있었다. 편마비 환자의 건측과 정상아동사이의 슬관절 최대 신전 모멘트 및 최대 신전 일률은 유의한 차이를 보이지 않았다. 족관절에서의 편마비 환자의 건/환측의 비교 및 정상아와 편마비 환자의 비교를 보면, 최대 배측 굴곡 모멘트 및 최대 배측 굴곡 일률은 별다른 차이를 보이지 않았다(Table 8).

## 고 찰

앉아서 일어서는 동작은 유아기에서 가장 중요한 발달 과정 중의 하나로, 자발적인 근육 움직임의 조화가 있어야만 하는 매우 복잡한 수행 과제이다. 이러한 동작을 제대로 수행하지 못하면 보행 등의 정립

운동 발달의 장애가 초래된다. 뇌성마비 환자중 경직성 편마비 환아들은 건측과 환측사이의 자세 및 운동 조절의 불균형으로 인해 서기, 걷기 등을 비롯한 일상생활동작 수행상에 비정상적인 운동패턴을 보인다. 그 동안의 뇌성마비를 대상으로 한 운동양상의 분석을 주로 동작 분석기를 이용한 보행패턴의 양상에 대한 연구가 주였다. 앉아서 일어서는 동작에 대한 연구는 최근에 연구되기 시작하였는데,<sup>7,9,14,17)</sup> 이들의 연구는 대부분이 정상성인을 대상으로 한 연구였다. 뇌성마비아를 대상으로 한 앉아서 일어서는 동작의 운동분석으로는 Wilson등의 연구보고가 있는데, 이들은 뇌성마비 아동에서의 의자에서 일어서기 동작의 문제점을 파악한 연구라기보다는 단하지 보조기의 착용이 일어서는 동작 수행에 미치는 영향을 분석한 것으로, 뇌성마비아에서의 의자에서 일어서기 동작에 대한 운동형상학적 연구는 거의 없는 실정이다.

경직성 편마비 환자의 앉아서 일어서는 동작의 가장 큰 특성은 정상아동에 비하여 일어서는 속도가 느린 것을 확인할 수 있었다. 이는 비교적 예후가 좋은 경직성 편마비 환자도 기립동작과 같은 일상생활동작에서 빈번히 행해지는 기본동작의 수행이 효율적이지 않다는 것을 보여주는 결과라고 사료된다. 이같은 결과는 하지 관절의 운동근의 근력약화가 있는 경우 앉아서 일어서는 동작을 수행 시 근력약화의 정도와 부위에 따라 다양한 보상적인 운동형태를 보이게 되는데 이중 대표적인 보상 패턴으로는 일어나는 속도가 떨어진다는 보고<sup>3)</sup>와 부합된다고 생각된다.

기립동작 수행에서 보여 지는 움직임을 운동형상학적으로 분석하여 보면 크게 몸체의 전방으로의 이

동단계(제1단계), 둔부가 의자에서 떨어지면서 고관절이 최대로 굴곡되는 단계(제2단계), 굴곡된 슬관절의 급격한 신전이 시작되면서 최대 족관절 배측 굴곡에 이르는 단계(제3단계), 족관절 최대 배측 굴곡 시부터 슬관절 및 고관절이 거의 신전되면서 앉아서 일어나는 자세를 취하는 단계(제4단계), 서있는 자세가 안정화되는 제5단계로 구분할 수 있다.<sup>5,8-11,15,17,19)</sup> 기립동작 시작시부터 기립동작의 종료시까지의 걸린 시간을 100%로 잡고 위의 단계마다 걸린 상대적 소요시간(%)을 정상아동과 편마비 환아와 비교하여 봄으로써 각 단계별 수행의 소요된 시간의 차이를 알아보고자 하였다. 그 결과 편마비 환아의 경우 체중을 족부가 있는 전방으로 이동하기 위하여 체간과 골반이 앞으로 굴곡되는 체간의 전진 단계인 제1단계에 소요되는 시간이 환측에서만 정상아동에 비하여 유의하게 증가되었고, 건축도 통계학적으로는 유의하지는 않지만, 느려져 있었다. 이는 편마비 환아에서 체간 및 양하지의 비대칭적인 자세 및 운동조절로 인한 원활한 체간 정위반응의 효율성 저하로 인한 결과라고 사료된다. 뇌성마비군에서 전체 수행이 속도가 저하되어 있으므로, 각 단계별 실제 소요시간을 정상아에 비교한 값은 별 의미가 없다고 생각된다. 반면에, 각 단계별 수행에 소요된 시간의 백분율은 뇌성마비 아동에서 각 단계별 수행상의 어려움을 파악하는데 더 도움을 줄 것이라고 생각된다. 본 연구에서는 제2, 3, 4단계의 백분율 시간은 두 군간에 유의한 차이가 없었다. 반면에 제5단계에 소요된 백분율 시간은 뇌성마비아에서 유의하게 짧았다. 이는 제5단계에 소모된 절대 시간상에서는 유의한 차이를 보이지 않는 것으로 보아, 뇌성마비군에서 제1단계에 소요되는 시간이 길어졌기 때문에, 전체 일어나는 동작의 수행에 걸린 시간이 뇌성마비 군에서 보다 더 길어져서, 상대적인 제5단계의 수행에 걸린 기간이 전체 동작에 소요시간에 비하여 짧게 나왔기 때문인 것으로 사료된다. 이상과 같은 결과로 미루어 보아 편마비 뇌성마비아에서도 의자에서 일어나는 동작의 속도를 느리게 하는 보상패턴을 보이는데, 이는 주로 제1단계의 수행의 속도가 저하되어 오는 것으로 사료된다.

본 연구결과 전반적으로 편마비 환아의 앉아서 일어나는 동작이 정상아동보다 천천히 일어났는데, 이러한 속도의 변화는 하지의 모멘트의 변화를 초래

할 수 있다. Pai등(1990)의 연구에서는 기립속도가 빠를수록 수직이동의 모멘트가 증가한다고 하였는데, Doorenbosch등은 빠른 속도로 일어나는 동작을 하면 고관절 및 족관절의 모멘트가 증가하며, 반면에 슬관절의 모멘트는 일반적인 속도로 일어날 때에 비하여 적었다고 하였다. 본 연구에서는 편마비의 환측이나 건측 모두에서 속도가 정상인에 비하여 느려져 있었는데 비하여 고관절 최대 일률 및 슬관절 모멘트와 일률은 환측에서만 감소된 것으로 보아 이는 속도의 영향이라기 보다는 하지 편마비로 인한 환측의 근력 약화때문인 것으로 봄이 타당하다고 사료된다.

즉, 편마비 환아의 환측 고관절의 최대 신전 일률이 건측 및 정상아동에 비하여 유의하게 감소된 것과 완전기립자세시 편마비 환아에서 좀 더 고관절이 굴곡된 양상을 보이는 것은 환측 고관절 신전근의 근력약화 때문에 발생한 것이라고 생각된다. 운동형상학적으로 살펴보면 비록 통계학적인 유의한 차이는 보이지 않았으나, 편마비 환아에서 골반의 최대 전방기울기가 정상아동에 비하여 더 증가하였으며, 고관절도 환아에서 더 굴곡된 양상을 보였다. 이는 하지의 근력약화가 있는 환자에서는 둔부에서 족부로의 체중의 성공적인 이동을 하려면 하는 앉아서 일어나는 동작의 수행시, 체간을 좀 더 굴곡시키는 보상패턴을 흔히 사용한다는 보고<sup>20)</sup>로 미루어 보아, 편마비 환아에서도 족부로의 원활한 체중의 이동을 위하여 보상적으로 골반의 전방기울기를 더 기울이는 패턴을 사용하고 있다고 생각된다.

슬관절에서는 편마비 환아의 환측 슬관절에서의 최대 슬관절 모멘트 및 신전일률이 감소되었고, 환측 슬관절이 정상아 및 건측에 비하여 급격히 신전되는 양상을 보였다. 이는 빠르게 일어나는 동작수행시는 서서히 일어나는 동작수행시 보다 슬관절의 모멘트가 감소하였다는 논문<sup>4)</sup>에 근거하여 볼 때, 편마비 환아가 환측의 근력약화를 보상하기 위하여 슬관절을 급격히 신전시킴으로써 슬관절에 걸리는 모멘트를 줄인 결과라고 사료된다. 이와 같은 현상은 경직성 양하지마비 뇌성마비아에서 일어나기를 할 때, 슬관절의 점진적인 움직임(grading movement) 대신에 매우 급격히 슬관절을 신전하면서 일어나기를 하는 모습에서도 확인이 되며, 이러한 아이들이 왜 이러한 일어나기를 하는지에 대한 설명이 될 수 있을 것

으로 생각된다.

족관절에서의 움직임에서는 일어나는 동작의 초반에서 거의 중반까지의 단계에서 족관절의 배측 굴곡이 편마비 환자의 환측에서 감소되었으나, 편마비 환자의 건측의 족관절 최대 배측 굴곡각이 정상아 및 환측에서 보다 더 증가된 양상을 보였다. Fig. 1에서 족관절의 배측 굴곡의 움직임이 건측에서 보다 환측에서 제한을 보이는데, 이는 환측의 족관절 척골근의 경직성으로 인한 결과로 생각할 수 있다. 반면에 일어나기 동작을 수행시 편마비 환자의 건측 최대 족관절 배굴이 증가된 것은 아마도 성공적으로 둔부에서의 족부로의 체중이동을 위하여 편마비 환자가 정상아 보다 상체를 좀 더 앞으로 숙이면서, 체중을 횡단면상에서 좀 더 전방으로 전진시켰기 때문에 발생한 결과라고 사료된다. 또한 환측이 최대 족관절 배굴이 경직성으로 인하여 정상아보다는 떨어졌어야 하는데도, 위와 같은 이유 때문에 환측의 최대 족관절 배굴이 정상아와 거의 같은 정도로 일어났다고 생각된다. 이러한 보상적인 패턴에도 불구하고, 일어나는 수행시 족관절의 최대 모멘트와 일률은 편마비 환자의 건측, 환측 및 정상아들상의 차이를 보이지 않았다. 이는 아마도 족관절 배측 굴곡근이 주된 동력근이 되는 보행시<sup>13)</sup>와는 달리, 기립동작시에는 주된 운동근이 고관절과 슬관절이기<sup>2,5,16,18)</sup> 때문에, 족관절 움직임의 차이가 족관절 모멘트의 유의한 변화를 초래할 정도로 크지 않았기 때문인 것으로 설명할 수 있을 것이다.

본 연구의 제약점으로는 상지에서의 보상적인 행동이 하지의 운동형상학적 지표에 미치는 영향을 배제하기 위하여 상지의 지지없이 독립적으로 일어설 수 있는 편마비 환아들을 대상으로 하였기 때문에 편마비 환자 중 다소 경미한 환자만을 대상으로 하였다는 점이 있으며, 또한 하지의 운동형상학적 결과에 영향을 미칠 수 있는 일어나는 속도에 대한 영향을 조절하지 않았기 때문에, 각 결과에 대한 해석상의 제한점이 있다는 것이다. 그럼에도 불구하고 본 연구는 편마비 뇌성마비 아동을 대상으로 하여 표준화된 연구방법을 사용하여 의자에서 일어나는 동작을 운동형상학적으로 분석하였다는 점과, 대상 아동들이 일반적으로 그들이 일상생활에서 행하는 것과 같은 속도로 일어나게 함으로써, 실제적인 생활에서의 의자에서 일어나는 동작 수행의 어려움을

파악할 수 있다는 데에 그 의의가 있다고 생각된다.

## 결 론

앉아서 일어나는 동작은 일상생활에서 흔히 행해지는 동작이며, 서기, 걸기 및 서서 행하는 모든 동작을 위한 기본적인 동작이다. 편마비 환아들은 양측의 비대칭성으로 인하여 이러한 기본동작의 수행이 정상아들과 다를 것으로 생각되어 12명의 편마비 아동을 대상으로 하여 앉아서 일어나는 동작의 운동형상학적 분석을 하였다. 그 결과 편마비 아동은 정상아동에 비하여 일어나는 동작의 속도가 유의하게 느려져 있었으며, 환측의 고관절 및 슬관절의 최대 신전일률 및 슬관절의 최대 신전 모멘트가 건측 및 정상아동에 비하여 감소되어 있었다. 편마비 환자의 환측 족관절의 최대 배굴은 정상아 및 건측보다 감소되어 있었다. 이상의 결과로 보아 정상아에 비하여 편마비 환자의 기립동작의 수행의 효율성이 떨어져 있음을 알 수 있었으며 이는 주로 제1단계가 문제가 되었다. 또한 편마비 환자의 일어나는 동작의 특성은 환측 고관절 및 슬관절의 최대 신전일률의 저하, 급격한 슬관절의 신전양상 및 비대칭적인 하지 각 관절의 운동양상임을 운동형상학적 검사를 통하여 확인할 수 있었다.

## 참 고 문 헌

- 1) 박은숙, 박창일, 장지찬, 신정빈, 이흥재: 정상아의 앉은 자세에서 일어나는 동작(Sit-to-stand) 분석. 대한재활학회지 1999; 23(4): 717-724
- 2) Burdelt RB, Habasevich R, Pisciotto F, Simon SR: Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. Phys Ther 1985; 65: 1177-1183
- 3) Butler PB, Nence AV, Major RE: Biomechanics of transfer from sitting to the standing position in some neuromuscular diseases. Physiother 1991; 77: 521-525
- 4) Doorenbosch CAM, Harlaar J, Roebroek ME, Lankhorst GJ: Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. J Biomechanics 1994; 27(11): 1299-1307
- 5) Fleckenstein SJ, Kirby RL, MacLeod DA: Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. J Biomech 1988; 21: 915-918



- 6) Ikeda ER, Schenkman ML, Riley PO, Hodge WA: Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Phys Ther* 1991; 71: 473-481
- 7) Jeng SF, Schenkman M, Riley PO, Lin SJ: Reliability of a clinical kinematic assessment of the sit-to-stand movement. *Phys Ther* 1990; 70: 511-520
- 8) Kerr KM, White JA, Barr DA, Mollan RAB: Standardization and definitions of sit-to-stand movement cycle. *Gait Posture* 1994; 2: 182-190
- 9) Kotake T, Dohi N, Jahiwaru T, Sumi N, Koyama Y, Mijura T: An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74: 1095-1099
- 10) Krali A, Jaeger RJ, Munith M: Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech* 1990; 23: 1123-38
- 11) Millington PJ, Myklebust BM, Shambes GM: Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Arch Phys Med Rehabil* 1992; 73: 609-617
- 12) Munton JS, Ellis MI, Wright V: Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. *Ann Rheum Dis* 1984; 43: 63-65
- 13) Olney SJ, MacPhail HE Ann, Hedden DM, Boyce WF: Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. *Phys Ther* 1990; 70(1): 431-438
- 14) Pai YC, Rogers MW: Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72: 881-885
- 15) Pai YC, Rigers MW: Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc* 1990; 22: 378-384
- 16) Rodosky MW, Andriacchi TP, Andersson BJ: The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res* 1989; 7: 226-271
- 17) Schenkman M, Berger RA, Riley PO, Mann RW, Hodge WA: Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther* 1990; 70: 638-651
- 18) Sepherd RB, Koh HP: Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehab Med* 1996; 28: 79-88
- 19) Vander Linden DW, Brunt D, McCulloch MU: Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75: 653-660
- 20) Wilson H, Harideri N, Song K, Telford D: Ankle-foot orthoses for preambulatory children with spastic diplegia. *J Pediatr Orthop* 1977; 17(3): 370-376